

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**





DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑳ Aktenzeichen: 195 21 003.4-35  
㉑ Anmeldetag: 8. 6. 95  
㉒ Offenlegungstag: —  
㉓ Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 14. 8. 96

DE 19521003 C1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

㉔ Patentinhaber:

Carl Baasel Lasertechnik GmbH, 82319 Starnberg,  
DE

㉕ Vertreter:

G. Koch und Kollegen, 80339 München

㉖ Erfinder:

Hibst, Raimund, Dr., 89155 Erbach, DE

㉗ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht gezogene Druckschriften:

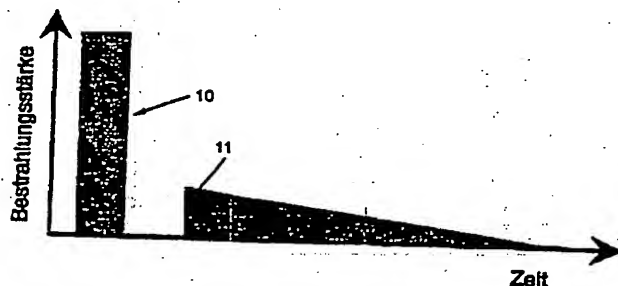
DE 39 34 646 A1

DE 32 33 671 A1

KAUFMANN, R.: Vergleich verschiedener  
Mittelinfrarot-Laser für die Ablation der Haut. In:  
Lasermmedizin Vol. 11(1995) S. 19-26;

㉘ Gepulste Lichtquelle zum Abtragen von biologischem Gewebe

㉙ Eine gepulste Lichtquelle zum Abtragen von biologischem Gewebe weist eine Steuereinheit zur Steuerung der Lichtquelle derart auf, daß diese eine Folge von Impulsen jeweils mit vorgegebener Dauer und Bestrahlungsstärke liefert. Die Steuereinheit ist derart betreibbar, daß die Lichtquelle mit vorgegebener Wiederholfrequenz kurze Impulse (10) mit einer zum Abtragen von Gewebe ausreichenden Bestrahlungsstärke und Bestrahlung und eine jeweils nachfolgende Lichtstrahlung (11) mit einer Bestrahlungsstärke und/oder Bestrahlung liefert, die für das Abtragen von Gewebe nicht ausreichend ist, jedoch eine Wärmewirkung ergibt.



DE 195 21 003 C 1

Die Erfindung bezieht sich auf eine gepulste Lichtquelle der im Oberbegriff des Anspruch 1 genannten Art zum Abtragen von biologischem Gewebe.

Es ist aus vielen medizinischen Anwendungen bekannt, daß mit Hilfe von hinreichend intensivem Licht, insbesondere Laserstrahlung, Gewebe abgetragen oder geschnitten werden kann. Mit dem Abtrag ist eine Erwärmung des umliegenden Gewebes verbunden. Das Ausmaß dieser Erwärmung ist insbesondere durch die Wellenlänge der verwendeten Strahlung bzw. den hier-von abhängigen Absorptionskoeffizienten des Gewebes und die Bestrahlungsstärke bestimmt. Bei hoher Absorption im Gewebe und niedriger Bestrahlungsstärke, wie es z. B. beim CO<sub>2</sub>-Dauerstrichlaser der Fall ist, wird Gewebe auf pyrolytischem Wege mit relativ großer Wärmenebenwirkung verdampft. Im typischen Fall ist der in Weichgewebe gebildete Krater oder Schnitt von einer Karbonisationsschicht, einer durch Vakuolen aufgelockerten Zone, einer Koagulationszone und einem reversibel thermisch geschädigten Bereich umgeben. Die durch die Erwärmung erzeugte Koagulation des Gewebes und die damit verbundene Hämostase ist in vielen Fällen von praktischem Vorteil, weil sie nicht blutende Schnitte ermöglicht. Für Anwendungen hingegen, bei denen es auf eine möglichst geringe Schädigung des verbleibenden Gewebes und einen guten Wundheilungsverlauf ankommt, sind große thermische Wirkungen nachteilig. Ungünstig ist ebenfalls eine Karbonisation der Gewebeoberfläche, wie sie beim Schneiden mit Dauerstrichlasern auftritt. Es wurde bereits versucht, bei derartigen Lasern durch eine Heraufsetzung der Bestrahlungsstärke bei gleichzeitiger Verkürzung der Einwirkzeit die thermischen Schäden zu verringern.

Auf der anderen Seite haben Forschungen der letzten Jahre gezeigt, daß mit gepulsten Lichtquellen hoher Leistung und einer im Ultraviolett oder Infraroten angesiedelten Wellenlänge, z. B. TEA-CO<sub>2</sub>, Er:YAG-, Er:YSGG- oder Excimer-Lasern, Hart- oder Weichgewebe ohne Karbonisation durch einen sehr effektiven thermomechanischen Ablationsprozeß mit nur geringen thermischen Schäden abgetragen werden kann. So beträgt bei Weichgewebe der nach Einsatz des freilaufenden Er:YAG-Lasers koagulierte Randsaum in vivo nur etwa 30–40 µm. Dies ist für die Behandlung oberflächlicher Hautläsionen oder für die kosmetische Chirurgie von besonderem Interesse, weil eine über den Abtrag hinausgehende Schädigung des Gewebes weitgehend vermieden wird. Wird jedoch die Kapillarschicht des Gewebes erreicht, kommt durch austretendes Blut der Abtrag zum Erliegen.

Bei allen bisher verwendeten chirurgischen Anwendungen von Lichtquellen sind die Abtragseigenschaften und die Wärmenebenwirkungen gekoppelt, in der Weise, daß ein präziser Abtrag mit hoher Abtragseffizienz immer mit einer geringen Wärmenebenwirkung verbunden ist und umgekehrt. Eine bekannte Möglichkeit, verschiedene Wärmenebenwirkungen zu erreichen, liegt in der Kombination mehrerer Lichtquellen verschiedener Wellenlänge in einem Gerät. Der für ein gleichzeitiges Schneiden und Koagulieren erforderliche Parallelbetrieb beider Lichtquellen bedingt allerdings einen hohen apparativen Aufwand.

Aus der DE 39 34 646 A1 ist ein Verfahren bzw. eine Vorrichtung der eingangs genannten Art bekannt, bei dem bzw. bei der eine gezielte Verdampfung ohne partielle Zersetzung oder Verbrennung dadurch erreicht

werden soll, daß die beim Pyrolyseprozeß entstehende Leuchterscheinung als Regelsignal für die Steuereinheit verwendet wird. Die Steuereinheit wird hierdurch so gesteuert, daß entweder die Laserleistung, das Taktverhältnis oder die Pulsenergie verändert werden.

Weiterhin ist aus der DE 32 33 671 A1 eine Laservorrichtung mit einer Speichereinrichtung zum Speichern einer Vielzahl von Datensätzen bekannt, die Parameter für die Arbeitsbedingungen für eine bestimmte Laserstrahlung angeben. Einzelheiten über die einzelnen Parameter und damit eine optimale Abtragung von Gewebe sind hier jedoch nicht angegeben.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine gepulste Lichtquelle der eingangs genannten Art zu schaffen, die es ermöglicht, mit nur einer einzigen Wellenlänge Gewebe gleichzeitig präzise und mit geringen thermischen Nebenwirkungen sowie ohne Karbonisierung der Oberfläche abzutragen und, unabhängig vom Abtrag, gezielt und steuerbar zu erwärmen, um z. B. eine für den Einsatzzweck spezifische Koagulationszone zu erzeugen.

Diese Aufgabe wird durch die im Anspruch 1 angegebenen Merkmale gelöst.

Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Mit der erfindungsgemäßen gepulsten Lichtquelle kann biologisches Gewebe präzise und mit geringen thermischen Nebenwirkungen abgetragen und zusätzlich in variablem Ausmaß erwärmt werden.

Die Lichtemission der erfindungsgemäßen Lichtquelle ist steuerbar derart moduliert, daß innerhalb eines Impulszyklus auf einen zum Gewebeabtrag verwendeten Strahlungsimpuls hoher Leistung in definierter Zeit eine Lichtstrahlung mit verringerter Bestrahlungsstärke folgt, die die Form eines einer verringerten Leistung aufweisenden Endabschnittes des Strahlungsimpulses oder die Form einer Impulsserie aus einem oder mehreren Strahlungsimpulsen haben kann, deren Leistung oder Energieinhalt zu einem Gewebeabtrag nicht ausreichend ist und damit nur zur Erwärmung des Gewebes führt.

Die erfindungsgemäße gepulste Lichtquelle erlaubt eine bislang ungekannte Anwendungsbreite einer einzelnen Strahlungsquelle für chirurgische Applikationen bei geringem apparativem Aufwand, die von der Präzisionschirurgie mit geringen thermischen Schäden in nicht oder nur schwach durchbluteten Arealen bis zum Entfernen von durchblutetem Gewebe mit Hämostase reicht. Da die Wärmenebenwirkung und damit die Dicke der Koagulationszone dem individuellen Eingriff angepaßt werden kann, läßt sich in jedem Fall eine gerade ausreichende und mithin minimal schädigende thermische Nekrosezone erzeugen. Außerdem führt eine derartig vergrößerte Koagulationszone nicht zu Einbußen in der Schnittqualität.

Die erfindungsgemäße Lichtquelle ist vorzugsweise eine Ultraviolett- oder Infrarot-Lichtquelle.

Der erste Strahlungsimpuls des Impulszyklus entspricht der Strahlungsemission, wie sie gängigerweise zur schädigungsarmen Ablation von biologischem Gewebe eingesetzt wird. Der Gewebeabtrag setzt ein, wenn an seiner Oberfläche eine bestimmte, vom Gewebetyp und von der Bestrahlungsstärke abhängige Energie pro Volumenelement  $H_{ab1}$  akkumuliert ist. Dies entspricht einem, ebenfalls von dem Gewebe und den Bestrahlungsparametern abhängigen Schwellenwert der Bestrahlung ( $F_s$ ). Ein Teil der eingestrahlten Energie verbleibt am Ende des Impulses im Gewebe, erwärmt

den Randbereich der Krater oder Schnitte und führt zu den beschriebenen thermischen Nebenwirkungen, insbesondere der Koagulation des Gewebes.

Gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung werden die Parameter des ersten Strahlungsimpulses der Impulsreihe so gewählt, daß die im Zusammenhang mit dem Gewebeabtrag entstehende Erwärmung und Gewebebeschädigung klein ist. Dies wird durch die Kombination aus hoher Bestrahlungsstärke und hoher Absorption im Gewebe erreicht (typischer Absorptionskoeffizient größer  $10 \text{ cm}^{-1}$ ).

Die hierzu verwendete Lichtquelle ist vorzugsweise ein gepulster Er:YAG-, Er:YSGG-, Ho:YAG-, Tm:YAG-, CO-, CO<sub>2</sub>- oder Excimer-Laser.

Einige Daten hierzu sind der Veröffentlichung von R. Hibst und R. Kaufmann, "Vergleich verschiedener Mittelinfrarot-Laser für die Ablation der Haut", Lasermedizin Vol. 11 (1995), S. 19–26, zu entnehmen.

Typische Werte für den Er:YAG-Laser sind:

- für den Abtrag pro Volumenelement erforderliche Energie  $H_{abl} = 1,5 \text{ kJcm}^{-3}$
- Schwellenwert der Bestrahlungsstärke etwa  $1 \text{ Jcm}^{-2}$
- Impulsdauer im Bereich von 150 bis 600  $\mu\text{s}$
- Bestrahlung im klinischen Einsatz an der Haut etwa  $5\text{--}20 \text{ Jcm}^{-2}$
- mittlere Bestrahlungsstärke einige  $10 \text{ kWcm}^{-2}$
- Fleckgröße bei flächenhaftem Abtrag 1 bis 3 mm im Durchmesser.

Die laserbezogene Leistung berechnet sich aus der Bestrahlungsstärke und der Fleckgröße.

Die durch den abtragenden Impuls verursachte Koagulationszone wird erfindungsgemäß dadurch vergrößert, daß anschließend an den zum Abtrag führenden kurzen Impuls eine jeweils nachfolgende Lichtstrahlung mit einer Bestrahlungsstärke und/oder Bestrahlung emittiert wird, die für das Abtragen von Gewebe nicht ausreicht, jedoch eine Wärmewirkung ergibt.

Diese nachfolgende Lichtstrahlung in Form eines Impulsabschnittes verringerter Bestrahlungsstärke oder von mindestens einem, vorzugsweise jedoch mehreren Lichtimpulsen ist hinsichtlich ihrer Leistung oder Energie so bemessen, daß bei einer vorgegebenen Größe des Bestrahlungsfeldes der Abtragschwellenwert des Gewebes nicht erreicht wird.

Gemäß einer Ausgestaltung der Erfindung wird hierzu mindestens ein Impuls mit geringer Bestrahlungsstärke verwendet. Damit das Gewebe nicht abgetragen und nur aufgeheizt wird, werden Impulse mit einer so geringen Bestrahlungsstärke verwendet, daß infolge der Wärmeleitung die an der Oberfläche akkumulierte Energie pro Volumenelement unter  $H_{abl}$  bleibt, d. h. es wird der für den Abtrag erforderliche Schwellenwert der Bestrahlungsstärke unterschritten.

Zur Abschätzung der Obergrenze der Bestrahlungsstärke kann angenommen werden, daß sich die pro Volumenelement einstellende Energie  $H$  aus der durch Lichtabsorption gegebenen Energiezufuhr und einem zu  $H$  proportionalen Energieverlust ergibt:

$$\frac{dH}{dt} = \mu \cdot I_0 - \frac{1}{\tau} \cdot H$$

( $I_0$ : Bestrahlungsstärke,  $\mu$ : Absorptionskoeffizient). Die als Proportionalitätsfaktor für die Verlustrate eingesetzte thermische Relaxationszeit  $\tau$  läßt sich aus bekannten Formeln abschätzen. Sie nimmt quadratisch mit dem erwärmten Volumen, und daher mit ansteigendem  $\mu$ , ab. Der Schwellenwert der Bestrahlungsstärke  $I_s$  ist dann erreicht, wenn im Gleichgewicht ( $dH/dt = 0$ ) die Energiedichte an der Oberfläche gleich  $H_{abl}$  ist. Damit ergibt sich aus obiger Gleichung:

$$I_s = \frac{H_{abl}}{\mu \cdot \tau}$$

Für den Er:YAG-Laser läßt sich für den Anfang der Bestrahlung die thermische Relaxationszeit des Gewebes zu einigen  $\mu\text{s}$  abschätzen, so daß sich mit den übrigen Werten (s. o.) eine Bestrahlungsstärke  $I_s$  im  $\text{kWcm}^{-2}$ -Bereich errechnet. Mit zunehmender Vergrößerung des erwärmten Bereiches nimmt  $I_s$  dann ab. Der genaue Verlauf ist hier schwer zu berechnen. Für eine Schicht von beispielsweise  $80 \mu\text{m}$  Dicke ist die thermische Relaxationszeit etwa 30 ms, was zu einer maximal zulässigen Bestrahlungsstärke von etwa  $5 \text{ Wcm}^{-2}$  führt. Eine vorteilhafte Ausgestaltung dieser Alternative ist daher ein Verlauf mit abnehmender Bestrahlungsstärke. Die Bestrahlungsstärke (Leistung) und die Dauer des Impulses bestimmt dann das Ausmaß der Erwärmung.

Wenn der erforderliche Unterschied in der Bestrahlungsstärke zwischen den abtragenden und den erwärmenden Impulsen bei einem vorgegebenen Laser technisch schwer zu realisieren ist, so ist gemäß einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung vorgesehen, eine Folge von Impulsen mit einem Energieinhalt unter dem Abtragschwellenwert zu verwenden.

Als Anhaltspunkt für diesen Schwellenwert können die aus den Abtragmessungen bestimmten Schwellenwerte  $F_s$  (s. o.) benutzt werden. Die Schwellenwerte vergrößern sich mit abnehmender Bestrahlungsstärke (sie werden theoretisch unendlich bei einer Bestrahlungsstärke von  $I_s$ ) und erniedrigen sich bei vorgewärmtem Gewebe. Für den Er:YAG-Laser würde man also zunächst von  $F_s = 1 \text{ Jcm}^{-2}$  ausgehen und im Experiment die Bestrahlungsstärke jedes einzelnen Impulses oder seine Dauer so verändern, daß gerade kein Abtrag mehr stattfindet. Die Einzelfaktoren Bestrahlungsstärke und Impulsdauer richten sich nach den technischen Erfordernissen der Lichtquelle, für den Effekt entscheidend ist in erster Linie ihr Produkt.

Gemäß einer Ausführungsform können die Bestrahlungsstärke und die Dauer der auf den ersten Strahlungsimpuls folgenden Impulse voneinander verschieden sein. Dies bietet sich z. B. für den Er:YAG-Laser an, wenn zur Versorgung der Pump-Blitzlampe dieses Lasers die Energie einer einzigen Kondensatorbank für die Erzeugung der ganzen Impulsreihe genutzt wird. Durch die abnehmende Spannung werden die Laserimpulse zunehmend schwächer, was aber durch eine entsprechend verlängerte Impulsdauer ausgeglichen werden kann.

Der optimale zeitliche Abstand zwischen den Unterimpulsen ergibt sich aus der thermisch n Relaxationszeit der Gewebeoberfläche. Um möglichst viel Energie in das Gewebe einbringen zu können ohne es abzutragen, ist es günstig, zwischen zwei derartigen Impulsen die Gewebeoberfläche gegenüber der zu einem Abtrag

führenden Temperatur abkühlen zu lassen. Um gleichzeitig eine große Tiefe der Koagulation zu erzeugen, sollte dieses Abkühlen nicht bis zur (physiologischen) Ausgangstemperatur (typisch 37°C) erfolgen. Vielmehr sollte die Nachheizung durch den folgenden Impuls spätestens dann erfolgen, wenn die Oberfläche die zur angestrebten Koagulation erforderliche Temperatur von etwa 60°C bis 70°C erreicht hat. Diese Zeit nimmt mit der optischen Penetrationstiefe der verwendeten Strahlung zu. Dieselbe Verzögerung ist auch für den zeitlichen Abstand zwischen dem abtragenden Puls und der Pulsserie für das Heizen optimal.

Modellrechnungen zeigen für den Er:YAG-Laser, daß die für eine Koagulation der Haut in vivo erforderliche Temperaturerhöhung von 30 K etwa 13 ms nach dem Impulsende wieder an der Oberfläche erreicht ist. Für den Ho:YAG-Laser ist etwa mit dem 20fachen dieses Wertes zu rechnen. Die genauen Zeiten sind in jedem Fall für das betrachtete Gewebe und die verwendete Wellenlänge experimentell zu bestimmen. Sie hängen auch davon ab, wie stark mit jedem der auf den ersten Strahlungsimpuls folgenden Impulse nachgeheizt wird. Wie bei den Parametern der einzelnen nachfolgenden Impulse sind auch hier prinzipiell unterschiedliche zeitliche Abstände zwischen den einzelnen Impulsen möglich.

Für andere Effekte als die Koagulation, z. B. zur Hyperthermie, sind selbstverständlich andere Temperatur  $n$  und Zeiten maßgeblich, die der Fachmann ohne weiteres ermitteln kann.

Bei dieser Ausführungsform der zum Erwärmen verwendeten Impulsserie kann die insgesamt (pro Oberflächenelement) in das Gewebe eingebrachte Energie und damit die Koagulationstiefe vorteilhaft durch die Anzahl der auf den ersten Impuls folgenden Impulse in der Impulsserie gesteuert werden.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnungen noch näher erläutert.

In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 einen Schnitt durch einen Gewebebereich nach Bestrahlung bei hoher Gewebeabsorption und niedriger Bestrahlungsstärke,

Fig. 2 einen Schnitt durch einen Gewebebereich nach Bestrahlung bei hoher Gewebeabsorption und hoher Bestrahlungsstärke,

Fig. 3 einen Schnitt durch einen Gewebebereich nach Bestrahlung mit einer gepulsten Lichtquelle gemäß der Erfindung,

Fig. 4 eine erste Ausführungsform eines Impulses, der ein  $n$  eine Abtragung hervorruftenden Impulsanfangsabschnitt und einem hierauf folgenden Impulsendabschnitt mit verringerter Bestrahlungsstärke,

Fig. 5 eine bevorzugte Ausführungsform einer Impulsfolge mit einem ersten, eine Abtragung hervorruftenden Impuls und einem hierauf folgenden Impuls mit abnehmender Bestrahlungsstärke,

Fig. 6 eine weitere Ausführungsform einer Impulsfolge mit einem ersten, eine Abtragung hervorruftenden Impuls und einer hierauf folgenden Serie von Impulsen mit zunehmend schwächeren, jedoch entsprechend verlängerten Impulsen.

In Fig. 1 ist ein Schnitt durch einen Gewebebereich gezeigt, wie er sich beispielsweise bei hoher Absorption im Gewebe und niedriger Bestrahlungsstärke ergibt. Dies ist z. B. beim CO<sub>2</sub>-Dauerstrichlaser der Fall, der auf die Gewebeoberfläche 1 gerichtet wird. Der im Gewebe gebildete Krater oder Schnitt 2 ist von einer Karbonisationszone 3, einer durch Vakuolen aufgelockerten Zone

4, einer Koagulationszone 5 und einer reversibel thermisch geschädigten Zone 6 umgeben. Die durch die Erwärmung erzeugte Koagulation des Gewebes und die damit verbundene Hämostase ist in vielen Fällen von praktischem Vorteil, weil sie nicht blutende Schnitte ermöglicht. Für Anwendungen, bei denen es auf eine möglichst geringe Schädigung des verbleibenden Gewebes und einen guten Wundheilungsverlauf ankommt, sind große thermische Wirkungen nachteilig. Ungünstig ist auch die Karbonisation der Gewebeoberfläche.

In Fig. 2 ist ein der Fig. 1 entsprechender Schnitt gezeigt, der die Bestrahlung mit einer gepulsten Lichtquelle hoher Leistung und einer im Ultraviolett oder Infraroten angesiedelten Wellenlänge zeigt. Beispiele für eine derartige Lichtquelle sind TEA-CO<sub>2</sub>-, Er:YAG-, Er:YSGG- oder Excimer-Laser. Hierbei wird Hart- oder Weichgewebe ohne Karbonisation durch einen sehr effektiven thermomechanischen Ablationsprozeß mit nur geringen thermischen Schäden abgetragen. Die bei Weichgewebe nach Einsatz des freilaufenden Er:YAG-Lasers koagulierte Zone 5 hat in vivo nur eine Stärke von etwa 30–40 µm. Dies ist für die Behandlung oberflächlicher Hautläsionen oder für die kosmetische Chirurgie von besonderem Interesse, weil eine über den Abtrag hinausgehende Schädigung des Gewebes weitgehend vermieden wird. Wird jedoch die Kapillarschicht erreicht, kommt durch austretendes Blut der Abtrag zum Erliegen.

Fig. 3 zeigt einen den Fig. 1 und 2 entsprechenden Schnitt durch ein Gewebe nach Bestrahlung mit der gepulsten Lichtquelle. Wie dies anhand der Fig. 4 und 5 nachfolgend noch näher erläutert wird, wird hierbei die Lichtemission einer gepulsten Ultraviolett- oder Infrarot-Lichtquelle steuerbar derart moduliert, daß innerhalb eines Impulszyklus auf einen zum Gewebeabtrag ausreichenden Impuls hoher Leistung in definierter Zeit eine Impulsserie aus einem oder mehreren Pulsen folgt, deren Leistung oder Energieinhalt zu einem Gewebeabtrag nicht ausreichend ist und damit nur zur Erwärmung des Gewebes führt. Hierbei ist der Krater 2 von einer Koagulationszone 5 mit steuerbarer Größe umgeben. Auf diese Weise ist es möglich, Gewebe gleichzeitig präzise, mit geringen thermischen Nebenwirkungen und ohne Karbonisierung der Oberfläche abzutragen und, unabhängig vom Abtrag, gezielt und steuerbar zu erwärmen.

Fig. 4 zeigt eine erste Ausführungsform eines Impulses zur Erzielung der in Fig. 3 gezeigten Abtragung. Hierbei umfaßt jeder Impuls einen kurzen, ersten, zur Abtragung ausreichenden, Impulsanfangsabschnitt 10 und einen nachfolgenden Impulsendabschnitt mit verringerter Bestrahlungsstärke. Hinsichtlich der einzelnen Parameter der Impulsabschnitte wird auf die vorstehende Diskussion verwiesen.

Fig. 5 zeigt eine zweite Ausführungsform einer Impulsfolge zur Erzielung der in Fig. 3 gezeigten Abtragung. Hierbei folgt in einem Impulszyklus auf einen ersten, kurzen, zur Abtragung ausreichenden, Impuls 10 mindestens ein weiterer, von dem Impuls 10 durch einen Zeitabstand getrennter Impuls 11 mit zeitlich abnehmender Bestrahlungsstärke, der lediglich eine Wärmewirkung ergibt.

In Fig. 6 ist eine weitere Ausführungsform einer Impulsfolge gezeigt, bei der in einem Impulszyklus auf den zur Abtragung ausreichenden kurzen Impuls 10 hoher Bestrahlungsstärke eine Folge von Impulsen 12 bis 14 folgt, deren Bestrahlungsstärke jeweils abnimmt, deren Dauer jedoch zunimmt.

Selbstverständlich könnte die Bestrahlungsstärke der auf den ersten Impuls 10 folgenden Impulse 11 bzw. 12 bis 14 und deren Dauer auch konstant sein, solange sie nicht zu einer weiteren Schädigung oder einem Abtrag des Gewebes führen. Weiterhin kann die Anzahl dieser Impulse 12 bis 14 auf der Grundlage der eingangs genannten Kriterien für den jeweiligen Anwendungsfall zweckentsprechend ausgewählt werden.

Obwohl vorstehend als Beispiele für die Lichtquelle lediglich Laser-Lichtquellen genannt wurden, sind diese Beispiele in keiner Weise beschränkend, da auch andere Lichtquellen mit entsprechender Wellenlänge und Bestrahlungsstärke, deren Lichterzeugungsprozeß nicht auf dem Laserprinzip beruht, verwendet werden können, wie zum Beispiel gepulste Hochdruck-Gasentladungslampen mit Xenon- oder anderer Gasfüllung.

#### Patentansprüche

- 1 Gepulste Lichtquelle zum Abtragen von biologischem Gewebe, mit einer Steuereinheit zur Steuerung der Lichtquelle derart, daß diese eine Folge von Impulsen jeweils mit vorgegebener Dauer und Bestrahlungsstärke liefert, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit derart betreibbar ist, daß die Lichtquelle mit vorgegebener Wiederholfrequenz kurze Impulse (10) mit einer zum Abtragen von Gewebe ausreichenden Bestrahlungsstärke und Bestrahlung und eine jeweils nachfolgende Lichtstrahlung (10b; 11; 12-14) mit einer Bestrahlungsstärke und/oder Bestrahlung liefert, die für das Abtragen von Gewebe nicht ausreichend ist, jedoch eine Wärmewirkung ergibt.
- 2 Gepulste Lichtquelle nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle mit der Wiederholfrequenz Impulse liefert, die jeweils einen ersten Impulsabschnitt (10a) kurzer Dauer mit einer zum Abtragen von Gewebe ausreichenden Bestrahlungsstärke und Bestrahlung und einen nachfolgenden Impulsabschnitt (10b) umfassen, dessen Bestrahlungsstärke so moduliert ist, daß der Abtrag nach dem ersten Impulsabschnitt (10a) zum Erliegen kommt und das Gewebe während des zweiten Impulsabschnittes (10b) nur erwärmt wird.
- 3 Gepulste Lichtquelle nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle mit der Wiederholfrequenz Impulsfolgen liefert, die mindestens einen kurzen ersten Impuls (10) mit einer zum Abtragen von Gewebe ausreichenden Bestrahlungsstärke und Bestrahlung und mindestens einen weiteren Impuls (11; 12-14) mit einer Bestrahlungsstärke und/oder Bestrahlung umfassen, die für das Abtragen von Gewebe nicht ausreichend sind, jedoch zu einer Wärmewirkung führen.
- 4 Gepulste Lichtquelle nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die kurzen Impulse (10) bzw. Impulsabschnitte (10a) eine schädigungsarme Abtragung von Gewebe mit nur geringer Koagulation der Randbereiche der Abtragung ergeben.
- 5 Gepulste Lichtquelle nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die kurzen Impulse (10) bzw. Impulsabschnitte (10a) eine hohe Bestrahlungsstärke und das emittierte Licht eine hohe Absorption in dem Gewebe aufweisen.
- 6 Gepulste Lichtquelle nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle durch einen Ultraviolett- oder In-

farrotlicht emittierenden Laser gebildet ist.

7. Gepulste Lichtquelle nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Laser ein gepulster Erbium-, Holmium-, Thulium-, CO<sub>2</sub>- oder Excimer-Laser ist.

8. Gepulste Lichtquelle nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die mit jedem kurzen Impuls (10) bzw. Impulsabschnitt (10a) auf die Gewebesoberfläche aufgebrachte Bestrahlung im Bereich von 1 bis 250 Jcm<sup>-2</sup> pro Impuls bzw. Impulsabschnitt liegt.

9. Gepulste Lichtquelle nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß jeder kurze Impuls (10) bzw. Impulsabschnitt (10a) eine Leistung von mehr als 500 Watt und eine Dauer von 50 bis 1000 Mikrosekunden aufweist.

10. Gepulste Lichtquelle nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Energie der weiteren Impulse (11; 12-14) bzw. des nachfolgenden Impulsabschnittes (10b) jeweils so bemessen ist, daß bei einer vorgegebenen Größe des Bestrahlungsfeldes die Abtragschwelle des Gewebes nicht erreicht wird.

11. Gepulste Lichtquelle nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der mindestens eine weitere Impuls (11) eine mit der Zeit abnehmende Bestrahlungsstärke aufweist.

12. Gepulste Lichtquelle nach einem der Ansprüche 1, 2 und 4 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß der nachfolgende Impulsabschnitt (10b) zunächst eine mit der Zeit zunehmende und dann anschließend abnehmende Bestrahlungsstärke aufweist.

13. Gepulste Lichtquelle nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die einzelnen aufeinanderfolgenden weiteren Impulse (12-14) einer Impulsfolge jeweils eine abnehmende Bestrahlungsstärke, jedoch eine zunehmende Impulsdauer aufweisen und daß der Energieinhalt eines jeden dieser Impulse bei einer vorgegebenen Größe des Bestrahlungsfeldes unter dem Abtragschwellenwert liegt.

14. Gepulste Lichtquelle nach einem der Ansprüche 3 bis 11 und 13, dadurch gekennzeichnet, daß jede Impulsfolge eine vorgegebene Dauer aufweist.

15. Gepulste Lichtquelle nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Energieinhalt des auf den kurzen Impuls (10) bzw. Impulsabschnitt (10a) folgenden Impulses (11) bzw. der folgenden Impulsreihen (12-14) bzw. des nachfolgenden Impulsabschnittes (10b) für eine Koagulation des Gewebes ausreichend ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -



